

# MEDICAL SMALL X-RAY IMAGE DETECTING DEVICE

**Patent number:** JP10282243  
**Publication date:** 1998-10-23  
**Inventor:** MURAKI TETSUHIKO; ASAI HITOSHI; MIYAGUCHI KAZUHISA;  
 TACHIBANA AKIFUMI; SUZUKI MASAKAZU; KIRIMURA SUSUMU  
**Applicant:** HAMAMATSU PHOTONICS KK;; MORITA MFG CO LTD  
**Classification:**  
 - international: G01T1/20; A61B6/14; G01T1/29; H04N5/32  
 - european:  
**Application number:** JP19970091101 19970409  
**Priority number(s):**

Also published as:

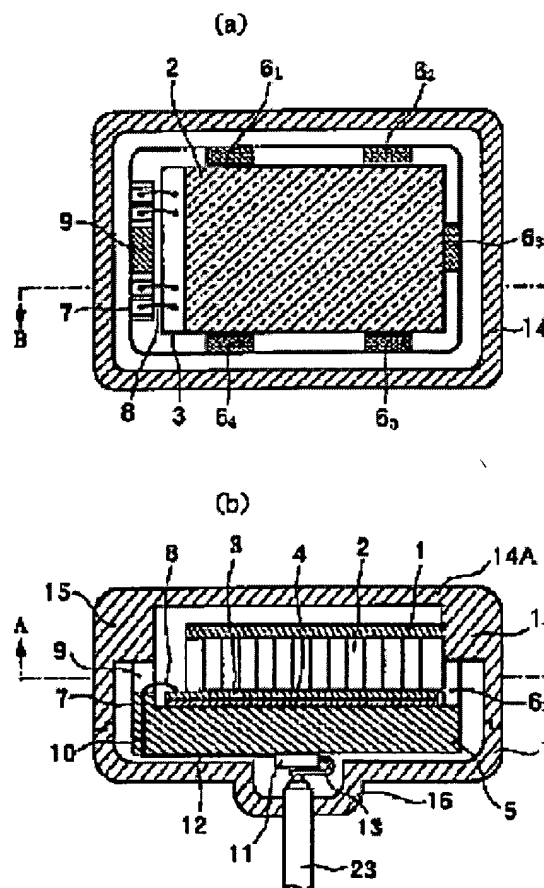


US6042267  
 DE1981620

## Abstract of JP10282243

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a medical small X-ray imaging device of thin and high sensitivity wherein less patience is required to a patient when it is inserted in his mouth for use.

**SOLUTION:** Inside a vessel 14 of light-shielding synthetic resin, an X-ray fluorescent material 1, an optical fiber plate 2 mixed with lead particles, a CCD element 3, and an X-ray shielding material 4 of copper tungsten are laminated on a fixing substrate 5, and sealed up from the side of X-ray incident surface. On the fixing substrate 5, protrusions 61-65 are provided along three sides of incidence plane, and the optical fiber plate 2 is so fixed that these protrusions 61-65 are cross to or contact side surface. The output signal of CCD element 3 is connected to a cable 23 through FPC (flexible printed circuit) connector 11 provided on the backside of incidence surface and an FPC 13, and the cable 23 is read outside from a protrusion 16 of the vessel.



(19)日本国特許庁 (J P)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-282243

(43)公開日 平成10年(1998)10月23日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F I

G 0 1 T 1/20

G 0 1 T 1/20

E

A 6 1 B 6/14

3 0 0

A 6 1 B 6/14

3 0 0

G 0 1 T 1/29

G 0 1 T 1/29

D

H 0 4 N 5/32

H 0 4 N 5/32

審査請求 未請求 請求項の数5 O L (全 8 頁)

(21)出願番号

特願平9-91101

(22)出願日

平成9年(1997)4月9日

(71)出願人 000236436

浜松ホトニクス株式会社

静岡県浜松市市野町1126番地の1

(71)出願人 000138185

株式会社モリタ製作所

京都府京都市伏見区東浜南町680番地

(72)発明者 村木 哲彦

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ

トニクス株式会社内

(72)発明者 浅井 仁

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ

トニクス株式会社内

(74)代理人 弁理士 長谷川 芳樹 (外3名)

最終頁に続く

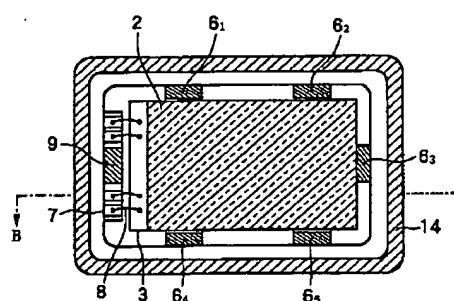
(54)【発明の名称】 医療用小型X線画像検出装置

(57)【要約】

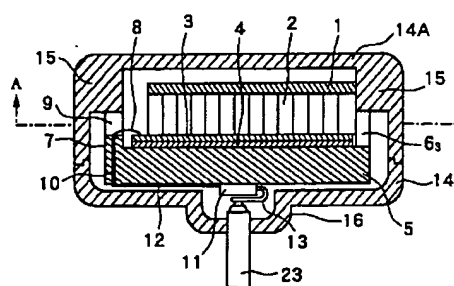
【課題】 口腔内に挿入して使用する際の患者の負担が少ない薄型で高感度の医療用小型X線撮像装置を提供する。

【解決手段】 遮光性合成樹脂製の容器14内部に、X線入射面側からX線蛍光体1と、鉛粒子を混入した光ファイバプレート2と、CCD素子3と、銅タングステン製のX線遮蔽材4が固定用基板5上に積層されて封入されている。固定用基板5には、入射面の3辺に沿って突起部6が設けられ、光ファイバプレート2はこれらの突起部6と側面が近接あるいは接触するように固定されている。CCD素子3の出力信号は、入射面裏面に設けられたFPC用コネクタ11、FPC13を介しケーブル23に接続され、ケーブル23は、容器の凸部16から外部に引き出されている。

(a) A-A線断面図



(b) B-B線断面図



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 口腔内に挿入されて歯牙撮影に用いられる医療用小型X線画像検出装置において、入射面から入射したX線を可視光に変換して前記入射面と反対の面から出力する矩形板状のX線蛍光体と、前記X線蛍光体の入射面と反対の面に設けられ、前記X線蛍光体から出力された可視光を積層方向に伝送する光ファイバプレートと、前記光ファイバプレートの可視光の出射面に設けられ、前記光ファイバプレートによって伝送された可視光による画像を2次元に配列された画素により画像に対応した電気信号に変換する固体撮像素子と、前記固体撮像素子の入射面の背面に設けられるX線を吸収して遮蔽するX線遮蔽材と、前記X線遮蔽材が固定された一方の面上の3辺に沿って各辺のそれぞれに1又は2以上のX線の入射面方向に突出する突起部が設けられ、前記突起部の内向する側面と前記光ファイバプレートの側面が接触又は近接しており、前記一方の面の他の1辺に沿って前記固体撮像素子の駆動電源端子及び前記電気信号の出力端子に電気的に接続された電極取り出し端子が設けられ、他方の面の略中央部に前記電極取り出し端子と電気的に接続された出力電極端子が設けられている固定用基板と、一端が前記出力電極端子に電気的に接続され、他端が外部の駆動電源及び画像表示装置に接続されている折り曲げ自在のケーブルと、前記固定用基板及び前記固定用基板上に積層された前記X線蛍光体等からなるX線画像検出素子が内部に封入されており、前記ケーブルの外部への引き出し部を有する容器と、を備えることを特徴とする医療用小型X線画像検出装置。

【請求項2】 前記X線遮蔽材は、銅タングステン製の薄板状の部材で形成されていることを特徴とする請求項1記載の医療用小型X線画像検出装置。

【請求項3】 前記容器が、X線入射面の反対側の面に前記出力電極端子と前記ケーブルが接続されている部分が内部に納められる凸状の突出部分を有し、前記ケーブルがこの突出部分から外部に引き出されていることを特徴とする請求項1記載の医療用小型X線画像検出装置。

【請求項4】 前記光ファイバプレートは、光ファイバ中に鉛を混入させて形成されていることを特徴とする請求項1記載の医療用小型X線画像検出装置。

【請求項5】 前記出力電極端子に代えて前記電極取り出し端子と電気的に接続された薄型のFPC用コネクタ及び前記FPC用コネクタに着脱可能な状態で接続されているFPCを備え、前記ケーブルは前記FPCに接続されていることを特徴とする請求項1記載の医療用小型X線画像検出装置。

【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療用のX線画像検出装置、特に、口腔内に挿入されて歯牙のX線撮影に使用される小型のX線画像検出装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】歯科治療において、口腔内、特に歯牙部分のX線画像を得るために、CCDなどの固体撮像素子を利用した口腔内X線画像撮影システムが広く用いられている。

【0003】こうした口腔内X線画像撮影システムの従来例として、特開平7-280944号公報等に開示された技術が挙げられる。図5は、この装置のシステム全体を示す図であり、図6は、X線画像検出装置の断面構成図である。

【0004】図5に示されるように、X線を照射するX線源20とX線画像を撮影するX線画像検出装置22が、X線撮影の被写体となる歯牙21を挟んで、対向して配置されている。X線画像検出装置22は信号伝送と駆動電力供給を行うケーブル23により、システム全体を制御する制御装置24に接続されている。制御装置24には、さらに、X線画像を表示するモニター25と、表示画像を印刷するプリンター26が接続されている。

【0005】続いて、図6を参照して、X線画像検出装置22の内部構造について説明する。ここで、図6(a)は、入射面方向から見たX線画像検出装置の水平断面図であり、同図(b)は、そのケーブル部分を含む垂直断面図であり、それぞれ他方に記載されているA-A線、B-B線断面図に相当する。同図(c)は、ケーブル23をX線入射面の反対の面から取り出す場合のB-B線断面図である。

【0006】X線画像検出装置22は、X線の入射面側からX線を可視光に変換するX線蛍光体1と、変換された可視光画像を伝送する光ファイバプレート2と、伝送された可視光画像を電気信号に変換するCCD素子3と、CCD素子3等を支持する固定用基板5と、X線を吸収して入射面の裏面からX線が通過していくのを防止する鉛などを用いたX線遮蔽材4が積層されて、絶縁性で遮光性の合成樹脂性の容器14内に封入された構造となっている。CCD素子3の出力電気信号を取り出し、駆動電源を供給するケーブル23は、CCD素子3に電気的に接続され、同図(b)あるいは(c)に示されるように、容器14の側面あるいは、背面から容器外部へ引き出されている。

【0007】次に、図5、図6を参照してこの従来装置の動作を説明する。図5に示されるように、X線源20から出射されたX線は、一部が歯牙21を透過してX線画像検出装置22に入射する。図6に示されるX線画像検出装置22では、入射したX線は、容器14を透過して、X線蛍光体1に入射して吸収され、強度に応じた可視光領域の蛍光を発する。つまり、X線画像に対応した

可視光画像が得られる。この可視光画像は、光ファイバプレート2を介してCCD素子3に導かれる。CCD素子3には2次元に画素が配列されており、この画素ごとに入射した光を電気信号に変換する。X線蛍光体1で吸収されなかったX線のうち、光ファイバプレート2、CCD素子3、固定用基板5を透過したX線はX線遮蔽材4に達して大部分が吸収されるため、容器14の背面から出射するX線の量が抑えられ、患者のX線被曝量が少なくてすむ。また、装置の背面まで透過したX線が、他の機材等により反射されて、背面から再入射することによる画像劣化も防ぐことができる。

【0008】CCD素子3の出力電気信号は、ケーブル23を介して、図5に示されるように制御装置24に送られて処理され、モニター25上に表示される。また、必要な画像をプリンター26を用いて出力することもできる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】このような口腔内に挿入して使用するX線画像検出装置は、使用時に患者が苦痛を感じないで済むように、できるだけ小型化する必要がある。しかし、図6(b)に示されるようなケーブル23が一方の側面から引き出されている従来の装置では、図7(a)に示されるように、装置が口腔内にケーブル23の引出方向に平行に挿入されている場合には、問題とならないが、図7(b)に示されるように、装置が口腔内にケーブル23の引出方向に直交する方向に挿入されている場合は、ケーブル23の取り出し部が患者の上顎や下顎部にあたって、患者が苦痛を感じる場合がある。

【0010】これを解決する方法として、図6(c)に示されるように、装置の背面からケーブル23を取り出す装置がある。しかし、装置の厚さが同図(b)の装置に比べてケーブルの厚み分増加してしまうため、奥歯の画像を撮影するために装置を口腔内の奥まで挿入する場合には、患者が苦痛を感じる場合がある。

【0011】また、CCD素子3の撮像領域を有効に用いるためには、光ファイバプレート2は、CCD素子3の撮像領域より大きくなければならない。従来は、CCD素子3に光ファイバプレート2を固定する際に、CCD素子3がマウントされた固定用基板5を専用の治具にセットし、治具に設けられた枠に沿って光ファイバプレート2をセットして固定していた。治具に固定用基板5をセットする際の位置の精度を上げることは難しく、このため、光ファイバプレート2とCCD素子3の位置精度を向上させることは困難だった。このため、光ファイバプレート2は設置時の位置ずれを見込んで大きくする必要があり、装置全体の小型化には限界があった。

【0012】さらに、X線蛍光体1を透過したX線がCCD素子3に入射すると、ノイズの原因となるため、光ファイバプレート2はこの透過X線を吸収できるだけの厚みを有する必要がある。このため、従来は光ファイバ

プレート2の薄型化に限界があり、装置全体を薄くすることができなかった。

【0013】一方、特開平2-10973号公報には、光ファイバプレートを用いず、固体撮像素子上に蛍光体を直接形成する技術が開示されている。この技術では、図8に示されるように、装置22に入射したX線は入射窓31を透過して、蛍光体1で吸収され、この蛍光をCCD素子3で直接電気信号に変換することができるため、光ファイバプレートが不要で装置が小型化できる。入射窓31を除く入射面側には、厚さ1mmのポリイミド樹脂製のX線遮蔽材4が形成されている。しかし、この装置では、蛍光体1を透過したX線が直接CCD素子3に入射してノイズが発生すること、CCD素子3の背面にX線遮蔽材4がないため透過したX線が直接患者を被爆させること、ポリイミド樹脂製のX線遮蔽材4で効果的にX線を吸収するためには鉛等に比べて十分な厚みが必要であり、装置全体が厚くなることなどの問題点がある。

【0014】本発明は、口腔内に挿入して使用する際の患者の負担が少ない薄型で高感度の医療用小型X線撮像装置を提供することを課題とする。

【0015】

【課題を解決するための手段】口腔内に挿入されて歯牙撮影に用いられる医療用小型X線画像検出装置において、(1)入射面から入射したX線を可視光に変換して入射面と反対の面から出力する矩形板状のX線蛍光体と、(2)X線蛍光体の入射面と反対の面に設けられ、X線蛍光体から出力された可視光を積層方向に伝送する光ファイバプレートと、(3)光ファイバプレートの可視光の出射面に設けられ、光ファイバプレートによって伝送された可視光による画像を2次元に配列された画素により画像に対応した電気信号に変換する固体撮像素子と、(4)固体撮像素子の入射面の背面に設けられるX線を吸収して遮蔽するX線遮蔽材と、(5)X線遮蔽材が固定された一方の面上の3辺に沿って各辺のそれぞれに1又は2以上のX線の入射面方向に突出する突起部が設けられ、これらの突起部の内向する側面と光ファイバプレートの側面が接触又は近接しており、この一方の面の他の1辺に沿って固体撮像素子の駆動電源端子及び画像電気信号の出力端子に電気的に接続された電極取り出し端子を有し、他方の面の略中央部に電極取り出し端子と電気的に接続された出力電極端子が設けられている固定用基板と、(6)一端が出力電極端子に電気的に接続され、他端が外部の駆動電源及び画像表示装置に接続されている折り曲げ自在のケーブルと、(7)固定用基板及びこれに積層されたX線蛍光体、光ファイバプレート、固体撮像素子、X線遮蔽材からなるX線画像検出素子が内部に封入されており、ケーブルの外部への引き出し部を有する容器と、を備えることを特徴とする。

【0016】これにより、入射面に入射したX線によ

り、X線蛍光体で可視光の蛍光が発生し、これが光ファイバプレートを通じて固体撮像素子に伝えられる。固体撮像素子では、2次元に配列された画素によりこの蛍光が電気信号に変換される。この画像電気信号は入射したX線画像に対応している。また、固体撮像素子を透過したX線はX線遮蔽材に吸収される。さらに、固定用基板の上に設けられた突起に接触又は近接するように光ファイバプレート等がマウントされている。ケーブルは固定用基板裏面の電極端子に接続されて入射面裏面から引き出される。

【0017】このX線遮蔽材は、銅タングステン製の薄板状の部材で形成されていてもよい。これにより、固体撮像素子を透過したX線がX線遮蔽材で効果的に吸収される。

【0018】また、この容器は、X線入射面の反対側の面に出力電極端子とケーブルが接続されている部分が内部に納められる凸状の突出部分を有し、ケーブルがこの突出部分から外部に引き出されてもよい。これにより、容器裏面は、ケーブル取り出し部分のみが凸状に突出した形状になっている。

【0019】また、光ファイバプレートは、光ファイバ中に鉛を混入させて形成されていてもよい。これにより、X線蛍光体を透過して、光ファイバプレートに達したX線の一部はこの鉛に吸収される。

【0020】さらに、出力電極端子に代えて電極取り出し端子と電氣的に接続された薄型のFPC(Flexible Printed Circuit:フレキシブル印刷回路)用コネクタ及びこのFPC用コネクタに着脱可能な状態で接続されているFPCを備え、ケーブルはFPCに接続されていてもよい。これにより、ケーブルとX線画像検出装置本体との接続は、薄型のFPC用コネクタに接続されたFPCにより行われる。このFPCとFPCコネクタは着脱可能である。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。図1は、本発明の1実施形態の構成を示す断面図であり、図2は、その内部構造を示す斜視図である。ここで、図1(a)はX線入射面側から見た断面図であり、同図(b)は側面から見た断面図である。

【0022】図1、図2に示されるように、入射X線画像を可視光画像に変換するX線蛍光体1の入射面と反対の面に、この可視光画像を伝送する光ファイバプレート2が積層されている。この光ファイバプレート2は、X線を吸収する鉛粒子を混入させた光ファイバが束ねられて形成されている。

【0023】一方、セラミックス製の固定用基板5の入射面側には、この面の3辺に沿ってX線入射面方向に突出する突起部6が設けられている。これらの突起部6は、対向する2辺には2つずつ、その他の1辺には1つ設けられている。これらの突起部6は、複数のセラミッ

ク板を積層することにより形成されており、図3に示されるように最上段部のセラミック板のみが内側に張り出した構造となっている。

【0024】この固定用基板5の入射面の中央部分には、銅タングステン製の薄板状のX線遮蔽材4がロウ付けされている。X線遮蔽材4上にはさらに、導電性樹脂によってCCD素子3が接着されている。したがって、X線遮蔽材4の電位は、CCD素子3の基板電位と同じになる。

【0025】X線遮蔽材としては、鉛を用いるのが効果的であるが、鉛は比較的柔らかいため高精度で平坦な膜を形成することが困難である。これに対して、銅タングステンは高精度で平坦な膜を形成することができる。また、銅タングステンは、放熱用としてセラミックパッケージなどで広く使われている汎用性の高い部材であり、セラミックとの親和性も良く好ましい。従来品で用いられていた鉛によるX線遮蔽材の厚さは0.25mmであるが、これと同等のX線遮蔽効果を銅タングステン板で実現するには、0.49mmの厚さがひとつであることが、実験で確認された。

【0026】このCCD素子3の上に光ファイバプレート2が接着樹脂によって固定されている。そして、この光ファイバプレート2の側面は、固定用基板5の対向する2辺以外の1辺に設けられた突起部6<sub>3</sub>と接触し、対向する2辺に設けられた突起部6<sub>1</sub>、6<sub>2</sub>、6<sub>4</sub>、6<sub>5</sub>と、接触あるいは近接するように配置されている。これらの突起部6と光ファイバプレート2の近接距離は、光ファイバプレート2の固定位置を正確に調整するため、0.3mm以内とすることが好ましい。図3に示されるように突起部6は、積層された最上段部のセラミック層のみが光ファイバプレート2側に突出した構造になっている。このため、複数のセラミック層を積層する際に積層時の位置ずれを考慮することなく、最上段部のセラミック層についての突起部の位置を調整することにより、光ファイバプレート2の固定位置を精度良く調整することが可能である。

【0027】CCD素子3の画素を有効に使用し、高解像度の画像を得るためには、光ファイバプレート2は、CCD素子3の撮像部である画素部分を覆っている必要がある。本実施形態によれば、光ファイバプレート2とCCD素子3の位置を高精度で調整できるため、光ファイバプレート2の断面積をCCD素子3の画素部分の面積と同程度まで小型化できる。したがって、装置全体も小型化することができる。

【0028】また、固定用基板5の入射面側の突起部6が設けられていない他の1辺には、光ファイバプレート2から離れた位置に電極取り出し端子7が設けられている。この電極取り出し端子7は、CCD素子3の電極とワイヤ8によりワイヤボンディングされている。また、電極取り出し端子7部分の突起部6<sub>3</sub>と対向する位置に

は突起部6と略同一高さの突起部9が設けられている。この電極取り出し端子7のそれぞれの端子位置には、固定用基板5を入射面から他方の面まで貫通するビアホール10が設けられている。固定用基板5の入射面と反対の面の略中央部分にはFPC用コネクタ11が設置されており、電極取り出し端子7とFPC用コネクタ11はビアホール10を通して配置された配線12により電氣的に接続されている。配線12には、タングステン又はモリブデンマンガニにニッケルあるいは金をメッキしたものをを用いることが好ましい。

【0029】こうして一方の面にX線検出素子が固定された固定用基板5はABS樹脂などの絶縁性の遮光性樹脂で形成された容器14に封入されている。この容器14の入射面側の内面には、突起部6、9と対応する位置に凸部15が形成されており、これらの凸部15で突起部6、9を抑えるような形で容器14Aと、容器14Bで固定用基板5を挟み込んで、容器14Aと容器14Bを接着することにより、容器14内に固定用基板5及びX線検出素子を固定することができる。容器14のX線入射面と反対の面には、FPC用コネクタ11を覆うように凸部16が形成されている。そして、この凸部16内で、FPC用コネクタ11にFPC13が着脱可能な状態で接続されている。このFPC13はケーブル23にハンダづけされ、ケーブル23は、凸部16から外部に引き出されている。このため、ケーブル引出部分を除いて容器全体の厚みを薄くすることができる。また、FPC13とFPC用コネクタ11は着脱自在なため、FPC13及びケーブル23の取り替えが容易である。

【0030】次に、本装置を図5に示されるX線画像撮影システムに利用した場合を例に本装置の動作を説明する。本装置を除くX線画像撮影システムの構成は従来例に記載した通りである。X線源20から射出したX線は患者の歯牙21で一部が透過する。このX線透過画像を装置22により検出する。

【0031】続いて図1を参照して装置22の内部動作を説明する。入射したX線により、X線蛍光体1は透過X線画像に対応する可視光画像を入射面と反対の面から射出する。この可視光画像は光ファイバプレート2により、CCD素子3に伝送される。一方、X線蛍光体1で吸収されずに透過したX線の大部分は、光ファイバプレート2に混入された鉛によって吸収されるため、CCD素子3には到達せず、CCD素子3では、X線によるノイズのない鮮明な画像を検出することができる。鉛を混入しない場合は、X線によるノイズを抑制するために光ファイバプレート2の厚さを十分に厚くする必要があるが、本実施形態では、光ファイバプレート2のX線透過率を低下させているので、薄い光ファイバプレート2で透過あるいは散乱したX線を吸収することができ、高感度化と薄型化を両立させることができる。

【0032】CCD素子3は、光ファイバプレート2に

より伝送されてきた可視光画像を2次元に配列された画素により画像に対応した電気信号に変換する。このCCD素子3の駆動電源は、外部の駆動電源から、ケーブル23、FPC13、FPC用コネクタ11、配線12、電極取り出し端子7、ワイヤ8を介して供給されている(図1参照)。一方、画像電気信号は、CCD素子3から別のワイヤ8、電極取り出し端子7、配線12、FPC用コネクタ11、FPC13、ケーブル23を介して図5に示される外部の制御装置24に送られ、ここで処理されてモニターに歯牙21のX線透過画像が表示される。

【0033】CCD素子3を透過したX線は、X線遮蔽材4に吸収されるため、X線検出装置22の入射面と反対の面から透過する量が削減でき、患者のX線被曝を抑えることができる。また、散乱などによる入射面と反対の面からのCCD素子3へのX線入射を抑制でき、ノイズを低減できる。

【0034】本実施形態では、ケーブル23は入射面の背面中央に設けられた凸部16から取り出され、この凸部16を除くと装置22全体が薄型になっている。このため、口腔内にどの向きで挿入する際にもケーブル23が上顎や下顎にあたることなく、また、比較的厚い凸部16のケーブル取り出し部は、奥歯の撮影の際にも口腔の奥には達しないため、使用の際に患者が痛みを感じることがなくなる。

【0035】また、突起部6を光ファイバプレート2を固定する際の位置調整用を使用することで、従来使用していた固定用治具が不要となり、位置調整の精度を高めることができる。さらに、光ファイバプレート2をCCD素子3上に固定する際に、光ファイバプレート2と接触する突起部6の側が低くなるように固定用基板5を傾ければ、光ファイバプレート2の位置調整はさらに容易になる。

【0036】これらの突起部6は、それぞれの突起部6が連続していないことが好ましい。突起部が一体となった棒状になっていると、光ファイバプレート2積層時に余分な接着剤が棒上に這いあがって、固定用基板5を容器14に収容する際に不具合が生じるからである。

【0037】容器14の突起部6、9に対応する部分には凸部15を設けなくともよい(図4(a)参照)。この場合は、固定用基板5は容器14に接着剤17等によって固定することが好ましい。また、図1に示す電極取り出し端子7とFPC用コネクタ11との電氣的に接続する配線12は、ビアホール10を貫通せず、固定用基板5の外周に沿って配線させても良い(図4(c)参照)。あるいは、FPC用コネクタ11を使用せず、入射面と反対の面の略中央部に設けた出力電極端子を介して配線12とケーブル23を直接接続しても良い(同図(b)参照)。

【0038】本実施例では、固体撮像素子としてCCD

素子を利用した例について示したが、固体撮像素子には、BBDなどの他の撮像素子を利用しても良い。

【0039】

【発明の効果】以上、説明したように、本発明によれば、ケーブルをX線入射面の背面から垂直方向に取り出すことにより、装置全体を小型化することができる。また、固定用基板上に光ファイバプレートにマウントする際の位置を調整する突起部が設けられているために、光ファイバプレートを高精度で設置することができる。このため、光ファイバプレートの固定が容易になるほか、固定時の精度誤差を見越して光ファイバプレートを大きくしなくてもすみ、装置全体が小型化できる。

【0040】さらに、X線遮蔽材として銅タングステンの薄板を使用することにより、高精度で表面が平坦かつ容器との親和性もよいX線遮蔽材が形成できるので好ましい。

【0041】あるいは、ケーブル取り出し部を凸状に形成することにより、このケーブル取り出し部の周囲部分をさらに薄型にすることができる。

【0042】また、鉛を混入させた光ファイバプレートを使用することにより、X線蛍光体を透過したX線を効率良く吸収できるため、薄い光ファイバプレートで固体撮像素子に達するX線量を減らすことができ、装置を薄型化すると同時に、透過X線によるノイズを減らして高

感度とすることができる。

【0043】さらに、装置とケーブルの接続部にFPC用コネクタを用いることにより、ケーブルの取り付け、取り外しが容易になり、ケーブルが損傷した場合の交換が容易になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の1実施形態の断面構成図である。

【図2】図1に係る実施形態の構造斜視図である。

【図3】図1に係る実施形態の断面構成図である。

【図4】本発明の他の実施形態の断面構成図である。

【図5】口腔内X線画像撮影システムの構成を示す図である。

【図6】従来例の断面構成図である。

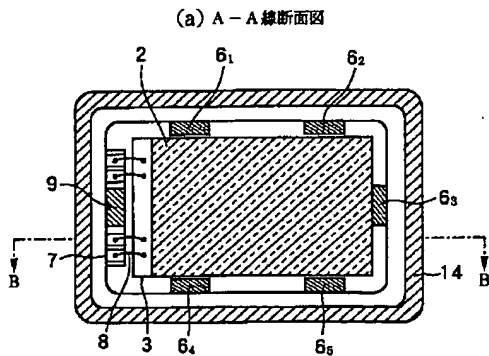
【図7】本発明に係る装置の使用状況を示す図である。

【図8】他の従来例の構成図である。

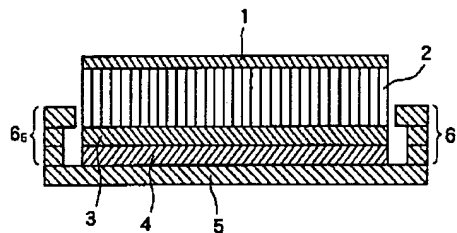
【符号の説明】

1…X線蛍光体、2…光ファイバプレート、3…CCD素子、4…X線遮蔽材、5…固定用基板、6…突起部、7…電極取り出し端子、8…ワイヤ、9…突起部、10…ビアホール、11…FPC用コネクタ、12…配線、13…FPC、14…容器、15…凸部、16…突出部、17…接着剤、20…X線源、21…歯牙、22…X線画像検出装置、23…ケーブル、24…制御装置、25…モニター、26…プリンター、31…入射窓。

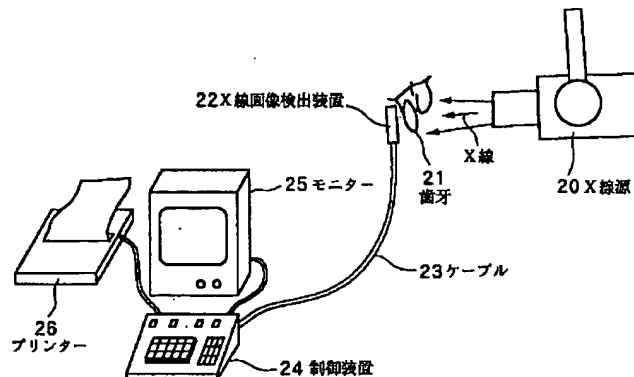
【図1】



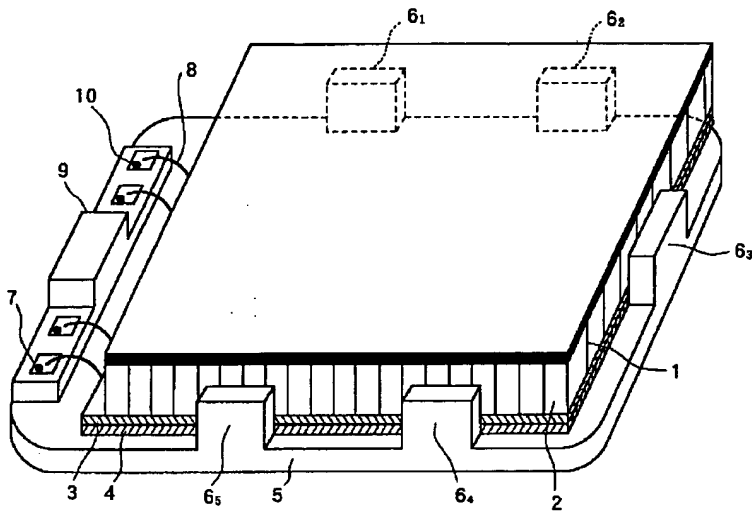
【図3】



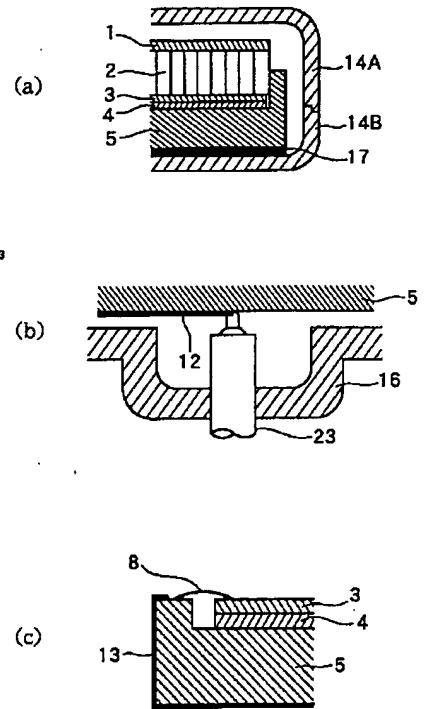
【図5】



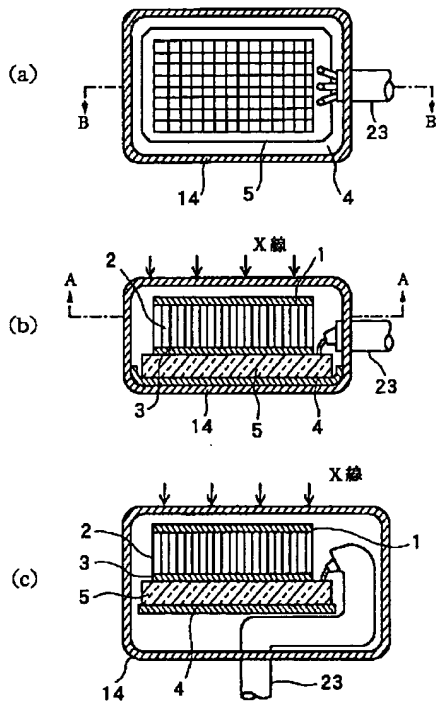
【図2】



【図4】

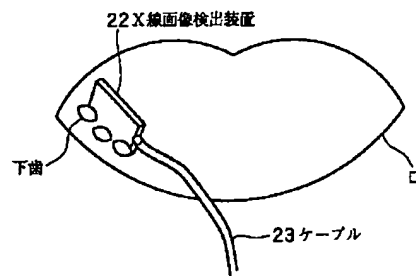


【図6】

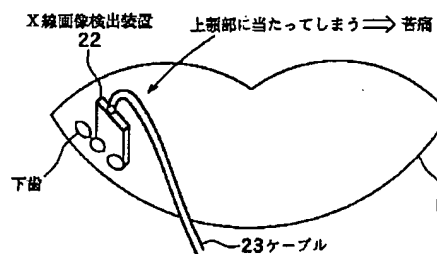


【図7】

(A)装置を横にセットした場合

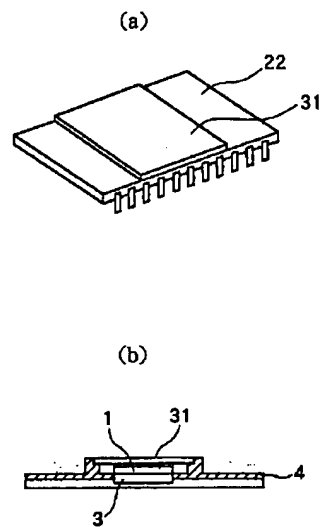


(B)装置を縦にセットした場合





【図8】




---

フロントページの続き

(72)発明者 宮口 和久  
 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ  
 トニクス株式会社内  
 (72)発明者 橘 昭文  
 京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株  
 式会社モリタ製作所内

(72)発明者 鈴木 正和  
 京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株  
 式会社モリタ製作所内  
 (72)発明者 桐村 晋  
 京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株  
 式会社モリタ製作所内